

(9)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-344568

(13)公開日 平成11年(1999)12月14日

(61)Int.Cl.<sup>6</sup>  
G 0 1 T 1/161  
1/24  
H 0 1 L 27/14  
31/09

識別記号

F I  
G 0 1 T 1/161  
1/24  
H 0 1 L 27/14  
31/00

C  
K  
A

審査請求 未請求 請求項の数9 O.L (全 8 頁)

(11)出願番号 特願平10-149207

(12)出願日 平成10年(1998)5月29日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝  
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 山河 勉  
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(72)発明者 市原 隆  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社  
東芝本社事務所内

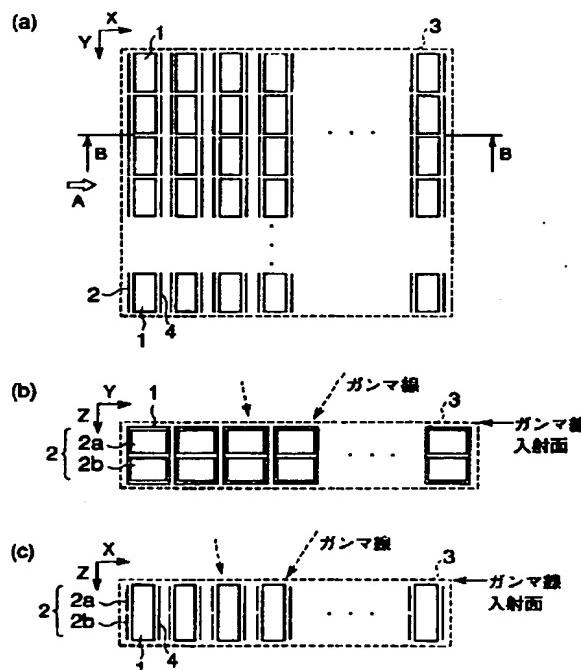
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54)【発明の名称】 核医学診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、半導体検出器を装備した核医学診断装置において、ガンマ線の位置認識精度を向上することにある。

【解決手段】平板状の半導体セル1の両面にバイアス印加電極2と信号取出電極4が形成されてなる複数の半導体検出素子が、X及びY方向に関して2次元に配列され、半導体検出素子で被検体に投与された放射性同位元素からのガンマ線を検出し、この検出信号に基づいて放射性同位元素の体内濃度分布を生成する核医学診断装置において、バイアス印加電極2は、Z方向に関して複数の電極要素2a, 2bに分割されている。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項1】** 半導体セルの両面に電極が形成されてなる複数の半導体検出素子が、X及びY方向に関して2次元又はX方向に関して1次元に配列され、前記半導体検出素子で被検体に投与された放射性同位元素からのガンマ線を検出し、この検出信号に基づいて前記放射性同位元素の体内濃度分布を生成する核医学診断装置において、

前記両面に形成された電極の一方はバイアス印加電極であり、他方は信号取出電極であり、前記バイアス印加電極は、Z方向に関して複数の電極要素に分割されていることを特徴とする核医学診断装置。

**【請求項2】** 前記信号取出電極と前記複数の電極要素各々との間に異なる電圧を印加する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

**【請求項3】** 前記印加電圧の違いによる前記信号取出電極の信号出力の立ち上がり特性の違いに基づいて、前記信号取出電極と前記複数の電極要素各々との間のいずれでガンマ線が光電変換を生じたかを認識する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項2記載の核医学診断装置。

**【請求項4】** 前記複数の半導体検出素子からなる半導体検出器が少なくとも2器、被検体の近傍に配置されており、この2器の半導体検出器に、被検体に投与されたポジトロン核種から正反対に放出される一对の光子が同時に入射する事象を捕らえて計数し、この計数値と、前記捕らえた一对の光子それぞれの光電変換のXYZ位置から得られる光子の放出方向とから前記ポジトロン核種の断層濃度分布を再構成する機能を有することを特徴とする請求項3記載の核医学診断装置。

**【請求項5】** 半導体セルの両面に電極が形成されてなる複数の半導体検出素子が、X及びY方向に関して2次元又はX方向に関して1次元に配列され、前記半導体検出素子で被検体に投与された放射性同位元素からのガンマ線を検出し、この検出信号に基づいて前記放射性同位元素の体内濃度分布を生成する核医学診断装置において、

前記両面に形成された電極の一方はバイアス印加電極であり、他方は信号取出電極であり、前記信号取出電極は、Z方向に関して複数の電極要素に分割されていることを特徴とする核医学診断装置。

**【請求項6】** 前記複数の電極要素各々に対して個々に設けられるチャージアンプをさらに備えたことを特徴とする請求項5記載の核医学診断装置。

**【請求項7】** 前記バイアス印加電極と前記複数の電極要素各々との間のいずれでガンマ線が光電変換を生じしたかを認識する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項5記載の核医学診断装置。

**【請求項8】** 前記複数の半導体検出素子からなる半導体検出器が少なくとも2器、被検体の近傍に配置されて

おり、この2器の半導体検出器に、被検体に投与されたポジトロン核種から正反対に放出される一对の光子が同時に入射する事象を捕らえて計数し、この計数値と、前記捕らえた一对の光子それぞれの光電変換のXYZ位置から得られる光子の放出方向とから前記ポジトロン核種の断層濃度分布を再構成する機能を有することを特徴とする請求項7記載の核医学診断装置。

**【請求項9】** 半導体セルの両面に電極が形成されてなる複数の半導体検出素子により被検体に投与された放射性同位元素からのガンマ線を検出し、この検出信号に基づいて前記放射性同位元素の体内濃度分布を生成する核医学診断装置において、  
ガンマ線の入射を検出する検出チャンネルを、ガンマ線入射面の深さ方向に沿って複数チャンネル設けたことを特徴とする核医学診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【発明の属する技術分野】** 本発明は、生体に放射性同位元素（ラジオアイソトープ；以下、R Iと略称する）を注入し、生体内のR Iの濃度分布を2次元又は1次元の検出器で捕らえ、病変部や血流量、さらに脂肪酸代謝量等の有益な診断情報を提供し得る核医学診断装置に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】** 核医学診断装置としては、被検体からのガンマ線を平面で受けてその入射位置毎に計数していくるプレーナ画像を生成する他に、X線コンピュータ断層撮影装置のように、被検体にシングルフォトン様種を注入して、そこから放出されるガンマ線を計数して断層濃度分布を再構成するS P E C T装置（Single Photon Emission Computed Tomography）と、ポジトロン核種から180°方向に放出される一对の陽電子をその同時性により捕らえて計数し、断層濃度分布を再構成するP E T装置（Positron Emission Computed Tomography；Coincidence PETとの称される）がある。

**【0003】** ところで、従来のS P E C T装置では、シンチレータと複数の光電子増倍管を複数ちう密に配置してなるアンガー型の検出器が主流を占め、装置が大がかりになっていた他、エネルギー分解能、計数特性などに限界があり、これ以上の飛躍的な性能向上には限界があった。またP E T装置ではB G O検出器に、光電子増倍管又は光ダイオードを組み合わせて、陽電子が180°方向で放出するタイミングを検出しイメージングする方式が主流であった。また最近は2検出器以上有するアンガー型の検出器を用い、上記coincidence P E Tもモード切替にて行えるような装置が台頭し、主流になりつつある。いずれにしても検出器がシンチレータであり、ガンマ線を一旦微弱な光に変換し、これを

光電子増倍管や光ダイオードなどで電気信号に変換するために、装置が大がかりで、性能に限界があった。

【0004】これに対して、CdTe系の半導体を使った半導体検出器が注目を浴びている。図8には、従来の半導体検出器の概略構造を示している。従来の2次元検出器は、CdTe系の半導体セル101の両面にバイアス印加電極（カソード電極）102と信号取出電極（アノード電極）104とが形成された検出素子が、XY面に直交する縦置きの状態でXYの2次元方向に関して配列されてなる。

【0005】このような半導体検出器では、半導体セルの結晶サイズが、現状のアンガー型で採用されているNaIのような単結晶構造がとれないため、小さなモジュール検出器（半導体の2次元セルアレーとその下にはみ出さず構成されたプリアンプと読み出し回路を内蔵）をちよう密に配置し、2次元検出器を構成するような手法がとられている。

【0006】この場合、モジュール間の接続とモジュール内のデッドスペースに不均一があり、独特のアーチファクトを生むなどして画像の構成が難しいという問題がある。また、PETでは光電ピークが511keVという高エネルギー核種を扱うが、このようにエネルギーの高い光子は、周知の通り、飛程距離が長い、つまり比較的深い場所で、光電効果（光電変換）を起こす確率が高く、このため実際の入射位置に対する装置側で認識する入射位置の誤差が非常に大きくなるという問題もあった。

【0007】この問題について以下に詳述する。この問題は、図9に示すように、光子が比較的大きな角度で入射してきたときに表面化する。装置側では、ある半導体検出素子で光電変換が起きてその素子から信号が出力されたとき、当該素子の表面上の中心位置を、入射位置として認識するようになっている。

【0008】ここで、上述したように、ポジトロン核種からの高エネルギーの光子は、比較的深い場所で、光電変換を起こすが、この光子が比較的大きな角度で入射してきたとき、図9に示すように、実際に入射する素子の隣、又はそのさらに隣の素子の比較的深い場所で光電変換を起こす。この場合、実際に入射した位置に対して、装置側が認識する入射位置は大きな誤差Eが生じてしまう。

【0009】このように従来の半導体検出器を使って光電ピークの高いポジトロン核種を必要とするPETイメージングを行うと、その位置精度が非常に悪くなり、再構成画像の空間分解能や信頼性が低下するという問題があった。

#### 【0010】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、半導体検出器を装備した核医学診断装置において、ガンマ線の位置認識精度を向上することにある。

#### 【0011】

【課題を解決するための手段】本発明は、平板状の半導体セルの両面に形成された電極（バイアス印加電極と信号取出電極）のうち、一方の電極を、Z方向（深さ方向）に関して複数の電極要素に分割したことにより、光電変換がどの電極要素の深さで起きたかを認識することができる。つまり、ガンマ線の位置を、従来のように入射位置（X, Y）で認識するのではなく、その光電変換が起きた位置、つまり（X, Y, Z）で認識することができるようになる。従って、実際の位置と認識位置との誤差が従来よりも格段に小さくなり、再構成画像の空間分解能や信頼性が向上するものである。

#### 【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、本発明を好ましい実施形態により詳細に説明する。なお、核医学診断装置としては、被検体に投与された放射性同位元素（R1）の生体内の濃度分布をプレナ像として映像化するガムマカメラ、シングルフォトン核種を使って断層画像として映像化するSPECT装置、ポジトロン核種を使って断層画像として映像化するPET装置があるが、本発明はそのいずれにも適用可能である。以下の実施形態では本発明の恩恵を最も受けるであろうと考えられるPET装置を例に説明する。

（第1実施形態）図1は第1実施形態による核医学診断装置に装備される半導体検出器の構造を概略的に示している。この半導体検出器には、ガムマ線（陽電子、光子）をそのエネルギーに応じた電気信号（電流信号）に直接的に変換する半導体検出素子がXY方向に関して2次元的に、またはX方向に関して1次元に配列されている。なお、X方向及びY方向は、ガムマ線入射面に対して平行な方向、つまりガムマ線入射面上の方向である。この半導体検出素子各々は、例えばCdTe（テルル化カドミウム）といった化合物半導体の半導体セル1と、その両面に形成された電極2, 4とからなり、飛程距離を延ばすために、XY面に直交する縦置きの状態で配置されている。

【0013】半導体セル1の両面に形成された電極2, 4のうち、一方の電極2はカソード電極（バイアス印加電極）、他方の電極4はアノード電極（信号取出電極）として、ガムマ線の検出時には、バイアス印加電極2に負の電圧を印加して、電極2, 4の間に電位差を与えている。

【0014】このバイアス印加電極2は、Z方向、つまりガムマ線入射面に対して垂直な深さ方向に関して、複数、ここでは2つの電極（電極要素）2a, 2bに分割されている。

【0015】このようにバイアス印加電極2を深さ方向に分割させているのは、光電変換が起きた深さを認識するためである。つまり、光電変換が、信号取出電極4と上部のバイアス印加電極2aとの間の領域（以下、上

部チャンネルと称する)で起こったのか、あるいは信号取出電極4と下部のバイアス印加電極2 bとの間の領域(以下、下部チャンネルと称する)で起こったのかを認識するためである。

【0016】このようにバイアス印加電極2は深さ方向に分割しているが、信号取り出し用の信号取出電極4は、構造及び構成ができるだけ簡素にするために、具体的には後述するプリアンプ43の数を検出素子数と同じ最低限の数におさえるために、分割しないで、1セルに対して1枚ずつ設けている。このため上部と下部のいずれのチャンネルで光電変換が起こっても、信号は同じ信号取出電極4から出力されることになる。従って、上下いずれのチャンネルで光電変換が起こったのかを判別する工夫が必要とされる。

【0017】この工夫としては、図2に示すように、上部のバイアス印加電極2 aには高電圧ユニット5 aから負の電圧(HV1)を印加し、一方、下部のバイアス印加電極2 bには高電圧ユニット5 bから、HV1とは異なる、ここではHV1より絶対値の低い負の電圧(HV2)を印加するようにしている。このように印加電圧を逆えて、電極間の電位差を変えると、図3(a)に示すように、チャージアンプ43のチャージアップに要する時間、つまりチャージアンプ43の出力の立ち上がり特性(立ち上がり時間)が相違してくる。なぜなら、チャージアップにかかる最大時間は、 $d^2 / (\mu_h \cdot V)$ で与えられるからである。なお、Vは電極間の電位差を、dは電極間の半導体セル1の厚み、 $\mu_h$ はホールの移動度をそれぞれ表している。

【0018】このチャージアンプ43の出力の立ち上がり特性の相違は、図3(b)に示すように、その後段の高速波形整形回路47の出力波形に保存される。なお、チャージアンプ45の出力に、高速波形整形回路47と並列に、ピークホールド回路(P/H)46と共にエネルギー信号を生成するための低速波形整形回路45が設けられている。両者で波形整形の速度を変えたのは、高速波形整形回路47の後方にあるエンコーダ57から光電変換位置(X, Y, Z)が出力されるタイミングが、ピークホールド回路46からのエネルギー信号の出力(ピークホールドスタート)タイミングからあまり遅れないようにするためにある。

【0019】高速波形整形回路47の出力は、2系統の比較器49, 51に供給される。比較器49, 51それぞれに与えられる参照電圧は、相違されており、ここでは一方の比較器49に与えられる参照電圧Vref(H)が、他方の比較器51に与えられる参照電圧Vref(L)よりも高く設定されている。図4(a)に電極間電位差が大きい方の上部チャンネルで光電変換が起こったときの比較器49, 51の出力パターンを示し、図4(b)に電極間電位差が小さい方の下部チャンネルで光電変換が起こったときの比較器49, 51の出力パターンを示してい

る。比較器49, 51は、高速波形整形回路47の出力電圧がそれぞれの参照電圧よりも高くなったときに、出力が“Low (0)”から“High (1)”レベルに立ち上がるようになっている。

【0020】そして、一方の比較器49の出力はエンコーダ57と共に論理積回路55にも供給され、他方の比較器51の出力は遅延回路53で遅延(遅延時間Δt)を受けてから論理積回路55に供給される。この遅延時間Δtは、立ち上がりの速い上部チャンネルで光電変換が起こったときに、論理積回路55への入力状態が(1, 1)になって、その出力が“1”になり、一方、立ち上がりの遅い下部チャンネルで光電変換が起こったときに、論理積回路55への入力状態が(0, 1)になって、その出力が“0”的状態になるように、設定されている。

【0021】このように上下いずれのチャンネルで光電変換が起こったかは、論理積回路55の出力レベルで判別することができ、従って、この論理積回路55の出力と、比較器49からの出力とにより、光電変換がどの検出素子の上下いずれのチャンネルで起こったか、つまり光電変換が起こった検出素子(XY位置)と深さ(Z位置)とを表すアドレスコードをエンコーダ57から出力することができる。

【0022】実際には、光電変換が起こった深さは、図5に示すように、上下いずれかチャンネルの中心の深さとして認識されるので、ガンマ線が大きな入射角度で入射してきたとき、若干の誤差Eを含む場合があるが、この誤差は、従来のように入射位置として認識する場合(図9参照)に比べて、格段に小さくなるものである。

【0023】このように、本実施形態によると、バイアス印加電極を、Z方向(深さ方向)に関して複数の電極要素に分割したことにより、光電変換がどの電極要素の深さで起こったかを認識することができる。つまり、ガンマ線の位置を、従来のように入射位置(X, Y)で認識するのではなく、その光電変換が起こった位置、つまり(X, Y, Z)で認識することができるようになる。従って、実際の位置と認識位置との誤差が従来よりも格段に小さくなり、再構成画像の空間分解能や信頼性が向上するものである。勿論であるが、このような効果は、バイアス印加電極の分割数を増やすほど向上するものである。

【0024】なお、このように上下のチャンネルで電圧を変えているので、長い間には、チャンネル間で検出感度特性が著しくずれてしまうという可能性が考えられる。このような感度のずれを防ぐために、上部のバイアス印加電極2 aには常に高電圧を印加し、一方、下部のバイアス印加電極2 bには常に低電圧を印加するのではなく、稼働時間が数秒や数十秒といったオーダーの所定時間に達する毎に、定期的に、印加電圧を切り替える、つまり上部のバイアス印加電極2 aの印加電圧を低電圧に

切り替え、一方、下部のバイアス印加電極2 bの印加電圧を高電圧に切り替え、さらに次の周期で元に戻すようにしてもよい。

【0025】また、バイアス印加電極を分割した複数の電極要素の間のクロストークを防止するために、電極要素の間のセルに溝を掘り、ここで絶縁物を充填するとか、あるいはイオン注入法により絶縁層を形成するようにしてもよい。

【0026】また、X方向に隣り合う検出素子間で、バイアス印加電極の電極要素を共有化させることにより、素子配列の実装が容易になるし、また素子密度を高くすることができる。又、バイアス印加電極と信号取出電極を1つづつ有した半導体セルを用い、この半導体セルを複数Z方向に沿って配列し、この半導体セルからそれぞれ信号を取り出すような構成としてもよい。又、ガンマ線の入射面(XY面)が、曲面となるような構成としてもよい。

(第2実施形態) 第1実施形態ではバイアス印加電極を深さ方向に分割したが、この第2実施形態は、図6に示すように、バイアス印加電極2は分割せずに、信号取り出し側の信号取出電極4を、Z方向、つまり深さ方向に複数の電極要素、ここでは2つの電極要素4 a、4 bに分割し、そして各電極要素4 a、4 bの出力信号を個別に扱うように、図7に示すようにそれぞれの電極要素4 a、4 bに対して個々にチャージアンプ4 3 a、4 3 b、低速波形整形回路4 5 a、4 5 b、ピークホールド回路4 6 a、4 6 b、高速波形整形回路4 7 a、4 7 bを設けたものである。

【0027】このように本実施形態によても、第1実施形態と同様に、ガンマ線の位置を、従来のように入射位置(X, Y)で認識するのではなく、その光電変換が起きた位置、つまり(X, Y, Z)で認識することができるようになり、従って、実際の位置と認識位置との誤差が従来よりも格段に小さくなり、再構成画像の空間分解能や信頼性が向上するという効果を奏すことができる。

【0028】この第2実施形態でも、信号取出電極の分割数を増やせば増やすほど位置認識精度が向上するものである。また、信号取出電極を分割した複数の電極要素の間のクロストークを防止するために、電極要素の間のセルに溝を掘り、ここで絶縁物を充填するとか、あるいはイオン注入法により絶縁層を形成するようにしてもよい。さらに、X方向に隣り合う検出素子間で、バイアス印加電極の電極要素を共有化させることにより、素子配列の実装が容易になるし、また素子密度を高くすることができます。本発明は、上述の実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能であるのは言うまでもな

い。

#### 【0029】

【発明の効果】本発明によると、半導体検出器を装備した核医学診断装置において、ガンマ線の位置認識精度を向上することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】(a)は第1実施形態に係る核医学診断装置の半導体検出器の平面図、(b)は(a)の矢印Aから見た半導体検出器の側面図、(c)は(a)のB-B断面図。

【図2】第1実施形態に係る核医学診断装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図3】(a)は電極間に印加する電圧に対するチャージアンプ出力の立ち上がり特性の依存性を示す図、(b)は(a)の依存性による高速波形整形回路の出力波形の違いを示す図。

【図4】(a)は検出素子の上部チャンネルで光電変換が起きたときのエンコーダへの出力パターンを示す図、(b)は検出素子の下部チャンネルで光電変換が起きたときのエンコーダへの出力パターンを示す図。

【図5】本実施形態において認識される光電変換位置とその誤差を示す図。

【図6】(a)は第2実施形態に係る核医学診断装置の半導体検出器の平面図、(b)は(a)の矢印Aから見た半導体検出器の側面図、(c)は(a)のB-B断面図。

【図7】第2実施形態に係る核医学診断装置の主要部の構成を示すブロック図。

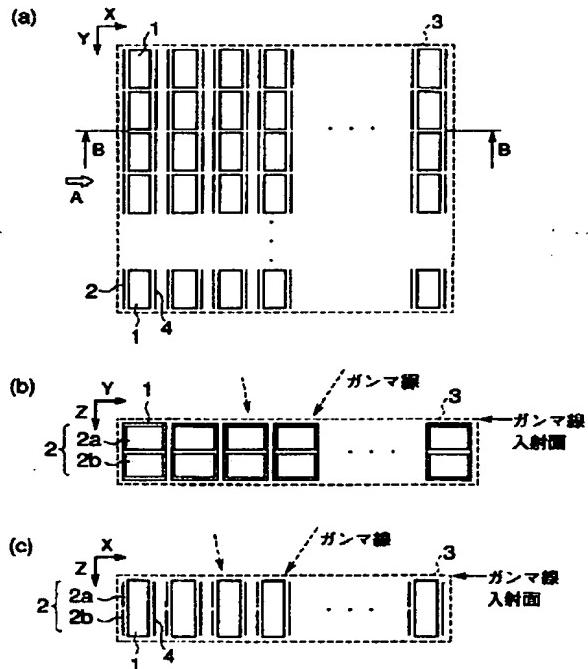
【図8】(a)は従来の核医学診断装置の半導体検出器の平面図、(b)は(a)の矢印Aから見た半導体検出器の側面図、(c)は(a)のB-B断面図。

【図9】従来において認識される入射位置とその誤差を示す図。

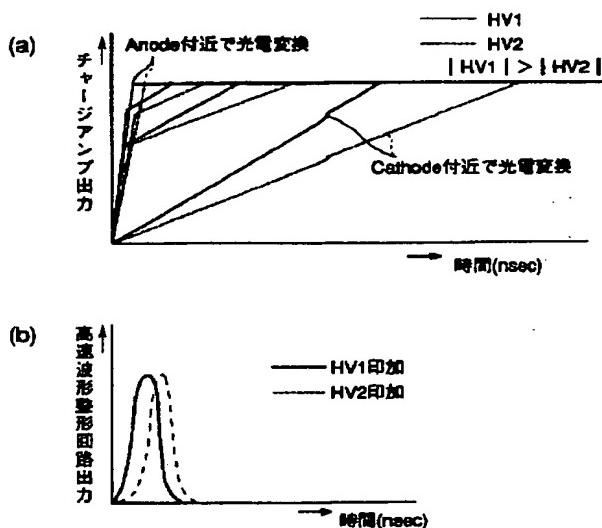
#### 【符号の説明】

- 1…半導体セル、
- 2…バイアス印加電極、
- 3…半導体検出器、
- 4…信号取出電極、
- 5 a, 5 b…高電圧ユニット、
- 4 3…チャージアンプ、
- 4 5…低速波形整形回路、
- 4 6…ピークホールド回路、
- 4 7…高速波形整形回路、
- 4 9, 5 1…比較器、
- 5 3…遅延回路、
- 5 5…論理積回路、
- 5 7…エンコーダ。

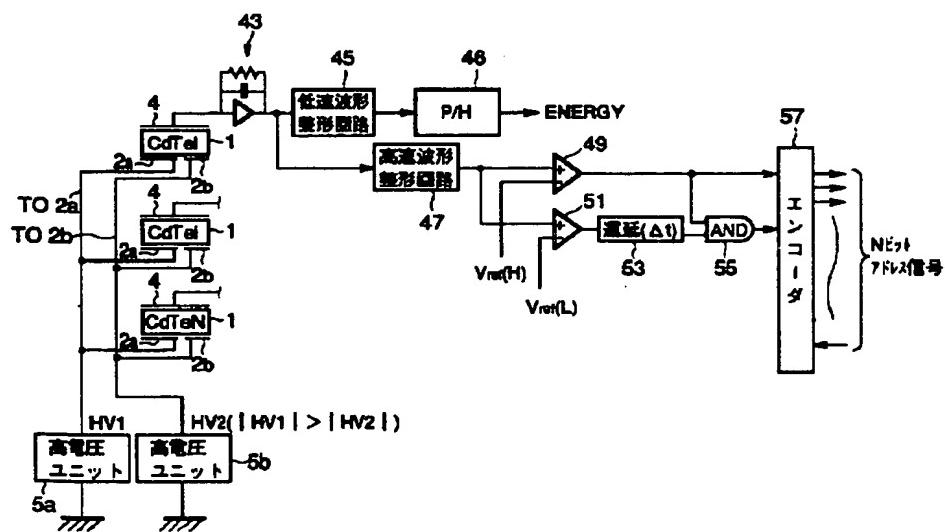
【図1】



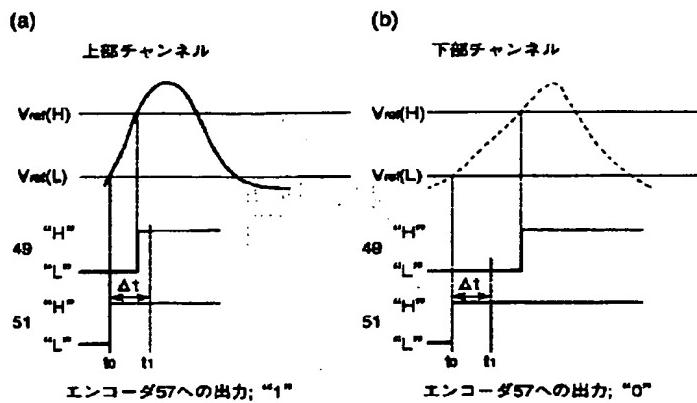
【図2】



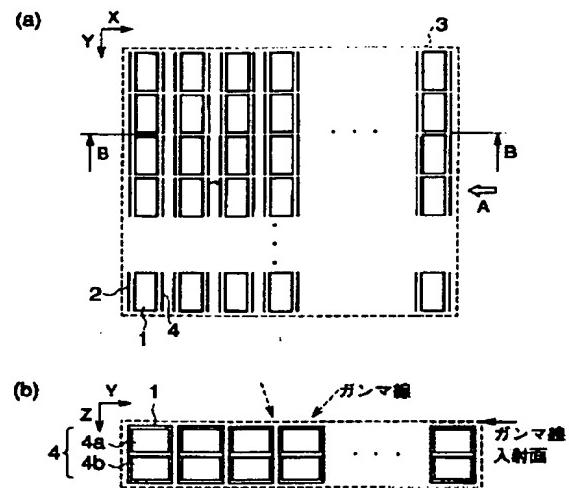
【図3】



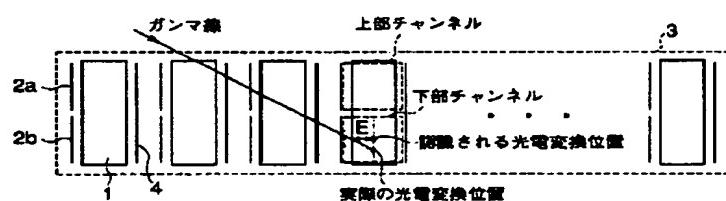
【図4】



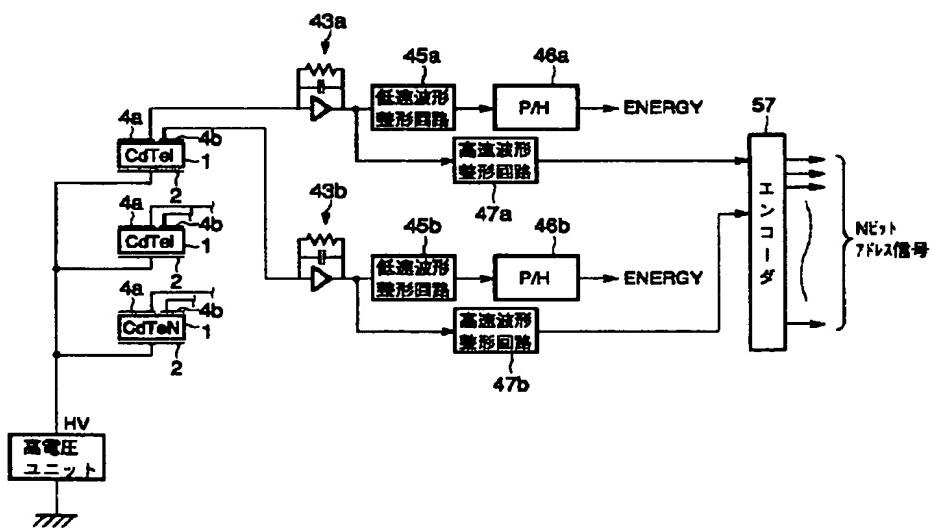
[図6]



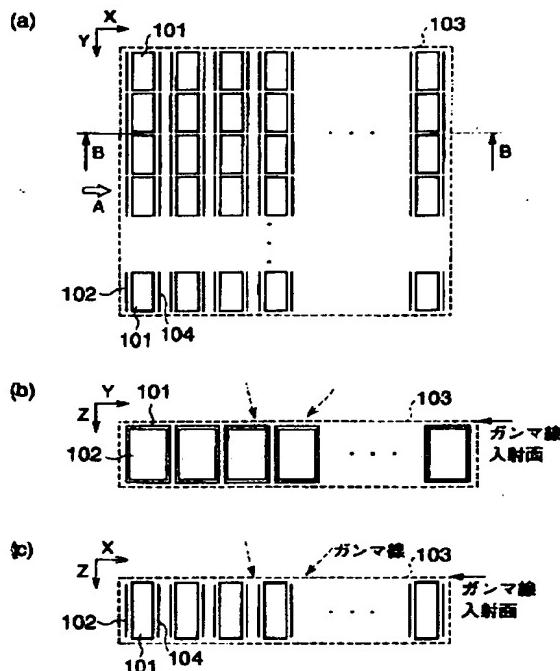
〔图5〕



【図7】



【図8】



【図9】

